



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 102 56 208.3

**Anmeldetag:** 2. Dezember 2002

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:** Verfahren zur verbesserten Flussmessung  
in der Magnetresonanz-Tomographie

**IPC:** G 01 R und A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 22. Oktober 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
Der Präsident  
Im Auftrag

Wehner

## Beschreibung

## Verfahren zur verbesserten Flussmessung in der Magnetresonanz-Tomographie

5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRT) wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Verfahren zur Verbesserung von Flussmessungen wie sie in der Magnet-Resonanz-Tomographie zur Darstellung von beispielsweise Blut-durchflossenen Gefäßsystemen durchgeführt werden.

15 Die MRT basiert auf dem physikalischen Phänomen der Kernspinresonanz und wird als bildgebendes Verfahren seit über 15 Jahren in der Medizin und in der Biophysik erfolgreich eingesetzt. Bei dieser Untersuchungsmethode wird das Objekt einem starken, konstantem Magnetfeld ausgesetzt. Dadurch richten sich die Kernspins der Atome in dem Objekt, welche vorher regellos orientiert waren, aus. Hochfrequenzwellen können nun diese „geordneten“ Kernspins zu einer bestimmten Schwingung anregen. Diese Schwingung erzeugt in der MRT das eigentliche Messsignal, welches mittels geeigneter Empfangsspulen aufgenommen wird. Durch den Einsatz inhomogener Magnetfelder, erzeugt durch Gradientenspulen, kann dabei das Messobjekt in alle drei Raumrichtungen räumlich kodiert werden was im Allgemeinen als „Ortskodierung“ bezeichnet wird.

30 Die Aufnahme der Daten in der MRT erfolgt im sogenannten k-Raum (Synonym: Frequenzraum). Das MRT-Bild im sogenannten Bildraum ist mittels Fourier-Transformation mit den MRT-Daten im k-Raum verknüpft. Die Ortskodierung des Objektes, welche den k-Raum aufspannt, erfolgt mittels Gradienten in allen drei Raumrichtungen. Man unterscheidet dabei die Schichtselektion (legt eine Aufnahmeschicht im Objekt fest, üblicherweise die Z-Achse), die Frequenzkodierung (legt eine Richtung

in der Schicht fest, üblicherweise die x-Achse) und die Phasenkodierung (bestimmt die zweite Dimension innerhalb der Schicht, üblicherweise die y-Achse). Darüber hinaus kann durch Phasenkodierung entlang der z-Achse die selektierte  
5 Schicht in weitere Schichten unterteilt werden.

Es wird also zunächst selektiv eine Schicht beispielsweise in z-Richtung angeregt und eventuell eine Phasenkodierung in z-Richtung durchgeführt. Die Kodierung der Ortsinformation in  
10 der Schicht erfolgt durch eine kombinierte Phasen- und Frequenzkodierung mittels dieser beiden bereits erwähnten orthogonalen Gradientenfelder die bei dem Beispiel einer in z-Richtung angeregten Schicht durch die ebenfalls bereits genannten Gradientenspulen in x- und y-Richtung erzeugt werden.

15 Eine mögliche Form die Daten in einem MRT-Experiment aufzunehmen ist in den Figuren 4a und 4b dargestellt. Die verwendete Sequenz ist eine Spin-Echo-Sequenz. Bei dieser wird durch einen  $90^\circ$ -Anregungsimpuls die Magnetisierung der Spins  
20 in die x-y-Ebene geklappt. Im Laufe der Zeit ( $1/2 T_E$ ;  $T_E$  ist die Echozeit) kommt es zu einer Dephasierung der Magnetisierungsanteile, die gemeinsam die Quermagnetisierung in der x-y-Ebene  $M_{xy}$  bilden. Nach einer gewissen Zeit (z.B.  $1/2 T_E$ ) wird ein  $180^\circ$ -Impuls in der x-y-Ebene so eingestrahlt, dass  
25 die dephasierten Magnetisierungskomponenten gespiegelt werden ohne dass Präzessionsrichtung und Präzessionsgeschwindigkeit der einzelnen Magnetisierungsanteile verändert werden. Nach einer weiteren Zeitdauer  $1/2 T_E$  zeigen die Magnetisierungskomponenten wieder in die gleiche Richtung, d.h. es kommt zu  
30 einer als „Rephasierung“ bezeichneten Regeneration der Quermagnetisierung. Die vollständige Regeneration der Quermagnetisierung wird als Spin-Echo bezeichnet.

Um eine ganze Schicht des zu untersuchenden Objektes zu messen, wird die Bildgebungssequenz N-mal für verschiedene Werte des Phasenkodiergradienten z.B.  $G_y$  wiederholt. Der zeitliche Abstand der jeweils anregenden HF-Pulse wird dabei als Repe-

titionszeit TR bezeichnet. Das Kernresonanzsignal (Spin-Echo-Signals) wird bei jedem Sequenzdurchgang durch den  $\Delta t$ -getakteten ADC (Analog Digital Wandler) ebenfalls N-mal in äquidistanten Zeitschritten  $\Delta t$  in Anwesenheit des Auslesegradienten  $G^*$  abgetastet, digitalisiert und abgespeichert. Auf diese Weise erhält man gemäß Figur 4b eine Zeile für Zeile erstellte Zahlenmatrix (Matrix im k-Raum bzw. k-Matrix) mit  $N \times N$  Datenpunkten. Aus diesem Datensatz kann durch eine Fouriertransformation unmittelbar ein MR-Bild der betrachteten Schicht mit einer Auflösung von  $N \times N$  Pixeln rekonstruiert werden (eine symmetrische Matrix mit  $N \times N$  Punkten ist nur ein Beispiel, es können auch asymmetrische Matrizen erzeugt werden).

Bei geschwindigkeitsaufgelösten Flussmessungen in der Magnetresonanz-Tomographie kann entweder der Verlauf der mittleren Geschwindigkeit des fließenden Mediums in einem bestimmten Gefäß während eines Bewegungszyklusses (Atmung, Herzbewegung) bestimmt werden oder die Geschwindigkeitsverteilung im Querschnitt des interessierenden durchflossenen Gefäßbereiches zu einem definierten Zeitpunkt der Bewegung. Von großem Interesse ist beispielsweise der Geschwindigkeitsverlauf des Blutes in der Aorta während eines Herzzyklus (von Systole zu Systole).

Für derartige Messungen werden während der Bewegung, d.h. innerhalb eines zu vermessenden Zyklus, derzeit quasi-gleichzeitig zweierlei Datensätze aufgenommen: Eine anatomische Bildserie sowie eine geschwindigkeitskodierte Bildserie. Üblicherweise beträgt die Aufnahmefrequenz bei beiden Serien etwa 20 Bilder pro Zyklus. Die Gleichzeitigkeit der Bildakquirierung wird dadurch realisiert, dass abwechselnd ein Bild der einen Serie und anschließend ein Bild der anderen Serie aufgenommen wird, wobei während der Akquirierung der geschwindigkeitskodierten Serie ein konstanter Gradient in Flussrichtung angelegt wird, der den diversen Sequenzparametern (Repetitionszeit, Flipwinkel, usw.) sowie der Flussge-

schwindigkeit in dem betreffenden Gefäß angepasst ist, um eine optimale Geschwindigkeitsauflösung zu erreichen. Typischerweise wird die Aufnahmeschicht beider Serien senkrecht zu den darzustellenden Gefäßen orientiert. Der zusätzliche (Phasenkodier-) Gradient in Flussrichtung ist deshalb notwendig, um jedem Voxel des fließenden Mediums aufgrund der geschwindigkeitsabhängigen Dephasierung und damit der Intensität des Resonanzsignals der in ihm enthaltenen Kernspins eine definierte Geschwindigkeit zuordnen zu können.

10

Bislang werden beide Serien mit Hilfe von Nachverarbeitungs-Software (engl.: Post-Processing-Software) dargestellt und ausgewertet, zumeist nach Abschluss der Untersuchung am Patienten. Es findet demnach keine Visualisierung der Ergebnisse der Flussmessung direkt nach der Datenakquisition statt. Die anatomischen und die geschwindigkeitskodierte Bildserien können derzeit nach dem Postprocessing nur getrennt dargestellt werden.

15

20 Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher ein Verfahren bereitzustellen um bei Flussmessungen in der Magnetresonanztomographie eine Sofortverarbeitung (In-Line) und verbesserte Aufbereitung der Messergebnisse zu realisieren.

25

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

30 Erfindungsgemäß wird ein Verfahren beansprucht zur geschwindigkeitsaufgelösten Flussmessung während eines Bewegungszyklusses in der Magnetresonanztomographie aufweisend die folgenden Schritte:

- Aufnehmen eines Übersichtsbildes eines ausgewählten Bereiches eines zu untersuchenden Lebewesens mittels eines MRT-Gerätes,
- Darstellen des Übersichtsbildes auf einem Bildschirm,

35

- Durchführen einer quasigleichzeitigen Messung einer anatomischen Bildserie des ausgewählten Bereiches sowie einer geschwindigkeitsaufgelösten Bildserie eines innerhalb des ausgewählten Bereiches gekennzeichneten Bereiches während des Bewegungszyklus,
- Darstellung beider Bildserien auf dem Bildschirm, wobei erfindungsgemäß bei der Darstellung der Bildserien jedes geschwindigkeitsaufgelöste Bild der geschwindigkeitsaufgelösten Bildserie in dem zeitlich korrespondierenden anatomischen Bild der anatomischen Bildserie integriert ist

Vorteilhafterweise erfolgt bereits während oder unmittelbar nach der Messung eine automatische Segmentierung des gekennzeichneten Bereiches über die geschwindigkeitsaufgelöste Bildserie. Somit kann die sich unter Umständen verändernde Kontur des zu vermessenden Bereiches nachgefahren werden. Gängige Segmentierungsalgorithmen sind bekannt.

Um dem Anwender die Interpretation bzw. die Diagnose auf Basis der dargestellten Bildserie zu erleichtern soll erfindungsgemäß eine Farbkodierung der geschwindigkeitsaufgelösten Bildserie erfolgen.

Eine derartige Farbkodierung soll vorteilhaft nach dem Standart der Ultraschall-Bildgebung realisiert werden.

Die erfindungsgemäße Verarbeitung der Messdaten noch während bzw. sofort nach der eigentlichen Messung ermöglicht die Darstellung des Messergebnisses in Form einer geeignet angeordneten Bildreihe bzw. in Form eines Films auf einer Anwenderschnittstelle auf dem Bildschirm vorteilhaft unmittelbar nach der Messung.

Erfindungsgemäß wird der zu vermessende Gewebe-Bereich vom Anwender manuell gekennzeichnet. Dabei können auch mehrere Gefäßbereiche in dem Übersichtsbild gleichzeitig kennzeich-

net und damit gleichzeitig geschwindigkeitsaufgelöst vermessen werden.

Erfindungsgemäß ist die Geschwindigkeits-auflösende Messung von Gefäßen in Abhängigkeit eines Bewegungszyklus des zu untersuchenden Objektes gedacht. Ein solcher kann den Zeitraum der Atmung, der Herzbewegung oder andere Bewegungsformen umfassen. Dabei ist eine gute Auflösung der Bildserie bei ca. 20 Bildern pro Zyklus gegeben.

10  
Ferner wird gemäß der vorliegenden Erfindung ein Kernspintomographiegerät beansprucht das zur Durchführung des Verfahrens gemäß den obigen Ansprüchen geeignet ist.

15  
Ebenso beansprucht wird ein Computersoftwareprodukt, welches ein Verfahren gemäß den obigen Ansprüchen implementiert, wenn es auf einer mit diesem Kernspintomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

20  
Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen beziehend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

Figur 1 zeigt schematisch ein Kernspin-Tomographiegerät,

25  
{  
Figur 2a zeigt eine Übersichtsaufnahme (engl.: Localizer) in Form eines transversalen Querschnittes der Aorta im Mediastinum,

Figur 2b zeigt die Übersichtsaufnahme bei welcher der Bereich für die Geschwindigkeitsanalyse (Querschnitt der Aorta) als kreisförmiger ROI (engl.: Region Of Interest) gekennzeichnet ist,

30  
Figur 2c zeigt die Kombination eines anatomischen Bildes mit dem entsprechenden geschwindigkeitskodierten Bildes im ROI,

35  
Figur 2d zeigt die Vergrößerung des geschwindigkeitskodierten Bildes im ROI,

Figur 3a zeigt im Schnitt eine Anregungsschicht senkrecht zu einem blutdurchflossenen Gefäß,

Figur 3b zeigt im Diagramm schematisch den Sättigungsverlauf der longitudinalen Magnetisierung der Anregungsschicht,

Figur 3c zeigt im Diagramm den Sättigungsverlauf der Magnetisierung des in die Anregungsschicht einströmenden Blutes,

Figur 4a zeigt schematisch den zeitlichen Verlauf der Gradientenpulsstromfunktionen einer Spin-Echo-Sequenz,

Figur 4b zeigt schematisch die zeitliche Abtastung der k-Matrix bei einer Spin-Echo-Sequenz gemäß Figur 4a.

Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Kernspintomographiegerätes mit dem optimierte Flussmessungen gemäß der vorliegenden Erfindung möglich sind. Der Aufbau des Kernspintomographiegerätes entspricht dabei dem Aufbau eines herkömmlichen Tomographiegerätes. Ein Grundfeldmagnet 1 erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisation bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z.B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Messvolumen M definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers eingebracht werden.

Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen 2 eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung 15 angesteuert werden.

In den Grundfeldmagneten 1 ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem 3 eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker 14 mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems ver-



sorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems 3 erzeugt dabei einen Gradienten  $G_x$  in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten  $G_y$  in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten  $G_z$  in z-Richtung. Jeder Verstärker 14 umfasst einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung 18 zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

Innerhalb des Gradientenfeldsystems 3 befindet sich eine Hochfrequenzantenne 4, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker 30 abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objektes umsetzt. Von der Hochfrequenzantenne 4 wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinechosignale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker 7 einem Hochfrequenz-Empfangskanal 8 eines Hochfrequenzsystems 22 zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem 22 umfasst weiterhin einen Sendekanal 9, in dem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner 20 vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung 18 digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginäranteil über jeweils einen Eingang 12 einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem 22 und von diesem einem Sendekanal 9 zugeführt. Im Sendekanal 9 werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Messvolumen entspricht.

Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche 6. Die Hochfrequenzantenne 4 strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in

das Messvolumen M ein und tastet resultierende Echosignale ab. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal 8 des Hochfrequenzsystems 22 phasenempfindlich demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler in Realteil und Imaginärteil des Messsignals umgesetzt. Durch einen Bildrechner 17 wird aus den dergestalt gewonnenen Messdaten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Messdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner 20. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung 18 die Erzeugung der jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung 18 dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aussenden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Amplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem 22 und die Sequenzsteuerung 18 wird von einem Synthesizer 19 zur Verfügung gestellt. Die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein Terminal 21, das eine Tastatur sowie einen oder mehrere Bildschirme umfasst.

Das beschriebene MRT-Gerät soll erfindungsgemäß bei Flussmessungen über eine sogenannte "Exam-Karte" konfiguriert werden können. Die Exam-Karte ist eine virtuelle Anwenderschnittstelle die dem Nutzer am Bildschirm des Terminals 21 präsentiert wird. Durch sie kann beispielsweise der Geschwindigkeitskodierende Gradient in Flussrichtung eingestellt werden. Die Schnittstelle bietet beispielsweise auch die Möglichkeit mittels Maus den bzw. die hinsichtlich der Flussgeschwindigkeit zu analysierende(n) Bereich(e) als ROI graphisch zu kennzeichnen. Die Messergebnisse können auf dieser Karte (z.B. in Form kurzer Filmabschnitte, engl.: Movie) unmittelbar nach der Messung dargestellt bzw. einzelne Bilder vom Anwender selektiert und in unterschiedlicher Vergrößerung abgebildet werden.

Die Optimierung des MRT-Gerätes für Flussmessungen bzw. das erfindungsgemäße Verfahren wird anhand der Figuren 2a bis 2d erläutert:

5    Zunächst wird ein Übersichtsbild (engl.: Localizer) von der zu messenden Schicht aufgenommen, in der das oder die zu analysierenden Gefäßbereiche gut erkennbar sind. Im Falle der Figur 2a erfolgt die Aufnahme transversal (engl.: Through-Plane) durch das Mediastinum. Zu erkennen sind beide Lungenflügel, in der Mitte befindet sich die zu vermessende Aorta. Der geschwindigkeitskodierende Gradient wird pulsweise (nur bei Messung der geschwindigkeitskodierten Bilder) in Flussrichtung, also bei through-plane-Aufnahmen senkrecht zur Schnittebene, angelegt. Ebenso ist auch ein axialer Schnitt  
10 (engl.: In-Plane) durch das durchflossene Gefäß möglich; in diesem Fall muss der geschwindigkeitskodierende Gradient entsprechend in der Schnittebene in Flussrichtung angelegt werden.

20 Die Planung der Flussmessung anhand der Übersichtsaufnahme erfolgt dadurch, dass der Anwender das zu vermessende Gefäß als ROI (manuell z.B. mit der Maus) kennzeichnet. In Figur 2b wurde die Aorta durch einen Kreis markiert. Generell können aber auch mehrere Gefäßabschnitte auf unterschiedliche Weise  
25 (z.B. rechteckig, oval) gleichzeitig markiert werden.

Anschließend wird die MR-Flussmessung durchgeführt, indem abwechselnd ein gewöhnliches anatomisches Bild sowie ein geschwindigkeitskodiertes Bild bei anliegendem Geschwindigkeitskodier-Gradient akquiriert wird. Die Messung umfasst im  
30 Falle der Vermessung der Aorta ein oder mehrere Herzschlagintervalle (Herzzyklen), wobei etwa 20 anatomische bzw. geschwindigkeitskodierte MRT-Bilder pro Herzschlagintervall (von Systole zu Systole) akquiriert werden. Während der Bildakquirierung wird der ROI über die zeitliche Bildreihe der geschwindigkeitskodierten Bildserie propagiert oder statisch  
35 kopiert. Möglich ist auch eine während der Messung der Bild-

serie erfolgende stetige Anpassung (Translations- und Deformationskorrektur) des eingezeichneten ROI's an die sich ändernde unregelmäßige Kontur des Gefäßes mittels geeigneter Segmentier-Algorithmen.

5

Aus den geschwindigkeitskodierten Bildern werden unmittelbar nach der Messung des jeweiligen Bildes innerhalb des jeweiligen ROI's die Geschwindigkeiten (pro Pixel oder Voxel) errechnet. Dabei stellen sich gemäß Figur 2c die Voxel höherer Geschwindigkeit als Bereiche höherer Signalintensität dar.

10

Dieser Effekt wird anhand der Figuren 3a, 3b und 3c kurz erläutert:

15

Wie bereits erwähnt wird bei einer Magnetresonanz-Fluss-Messung die Bildgebungsschicht typischerweise senkrecht zu den darzustellenden Gefäßen orientiert. In Figur 3a ist eine derartige Anregungsschicht 23 schematisch dargestellt. Um einen optimalen Kontrast zwischen dem stationärem Gewebe und den Gefäßen 24 herzustellen, indem die Spins des stationären Gewebes 23 möglichst stark gesättigt werden, wird die Repetitionszeit TR möglichst kurz gewählt. Bei einem kurz hintereinanderfolgenden Flippen der Spins besteht nicht genug Zeit für die Magnetisierung sich in longitudinaler Richtung wieder

20

vollständig aufzubauen. Das bedeutet, dass bei schnell hintereinanderfolgenden Anregungen, d.h. während einer sehr kurzen Zeit TR, sich gemäß Figur 3b nur ein betragsmäßig kleiner Magnetisierungsvektor  $M_z$  in longitudinaler Richtung regeneriert, der nach dem Flippen durch den HF-Puls auch nur wenig Signal erzeugt. Dadurch stellt sich das stationäre Gewebe 23 im Bild sehr dunkel dar. Man spricht in diesem Fall von einer Sättigung der Spins.

30

35

Die Spins des Blutes 26, das durch die darzustellenden Gefäße 23 strömt, werden erst dann angeregt wenn das Blut 26 in die Anregungsschicht 23 hineinströmt. Da das Blut vor dem Eintreten in die Anregungsschicht 23 noch keine HF-Anregung erfah-

ren hat steht beim Eintreten in die Schicht die volle (relaxierte) Magnetisierung der Spins des Blutes  $M_0$  zur Verfügung (siehe Figur 3c). Dies hat zur Folge, dass sich das in die Schicht einströmende Blut 26 und damit das blutdurchflossene Gefäßsystem im MRT-Bild heller darstellt als das umliegende stationäre Gewebe 23.

Durch Anlegen eines (Phasen-) Kodiergradienten in Flussrichtung kann auch das strömende Blut geschwindigkeitsabhängig differenziert (kodiert) werden. Der Gradient verursacht eine beschleunigte Dephasierung (Relaxation) der Magnetisierung; je länger das Blut diesem Gradientenfeld ausgesetzt ist, umso stärker erfolgt die Dephasierung und umso schwächer ist das Kernresonanzsignal. Dies bedeutet, dass schnell fließendes Blut wenig relaxiert und sich deshalb im späteren Bild durch starke Intensität auszeichnet. Zwischen der Dephasierung, die sich in einer definierten Phasenverschiebung  $\phi$  relativ zur Magnetisierung statischer Materie manifestiert, dem Geschwindigkeits-kodierenden Gradienten, der Repetitionszeit und der absoluten Geschwindigkeit des Blutes existiert ein mathematischer Zusammenhang auf dessen Basis die Geschwindigkeitswerte der fließenden Materie im ROI ermittelt werden können.

Beide Bildserien - die anatomische und die geschwindigkeits-kodierte - können durch zeitliche Abfolge der einzelnen Aufnahmen z.B. mit einer Frequenz von 20 Bildern pro Sekunde, auf dem Bildschirm als Film (engl.: Movie) dargestellt werden. Eine Darstellung des Flusses erfolgt erfindungsgemäß dadurch, dass außerhalb des ROI (der ROI's) das Movie der sich aufgrund der Herzbewegung verändernden Anatomie gezeigt wird, innerhalb des (der) ROI's synchron das Movie der Geschwindigkeit bzw. des Flusses dargestellt wird. Dadurch ergibt sich ein Fluss-Movie, welches eine Kombination von Anatomie und Flussinformation durch bildliche Überlagerung (engl.: Overlay) unmittelbar nach dem Ende der MRT-Messung (Scan-Ende) darstellt. Die Kodierung der Geschwindigkeit im ROI erfolgt in einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfin-

5      dung durch Graustufen bzw. noch Anwender-freundlicher durch  
Farbunterschiede, wie es beispielsweise in der Ultraschall-  
Bildgebung bereits Standard ist. Ein derart Farb- bzw. Grau-  
stufenkodierte Bild ist in einem vergrößerten Ausschnitt des  
ROI's in Figur 2d dargestellt.

10      Die erfindungsgemäße Präsentation der Ergebnisse von Fluss-  
messungen in der MRT erlaubt dem Anwender, i.A. dem Arzt, auf  
schnelle und effiziente Weise zu Diagnostizieren. So ist es  
beispielsweise möglich eine Flussmessung unmittelbar vor den  
Herzklappen durchzuführen um anhand der farbkodierten Aorten  
sofort festzustellen, ob ein Rückfluss (z.B. durch die Farbe  
Grün gekennzeichnet) und damit eine Undichtigkeit der Klappen  
vorliegt.

15

Zusammengefasst lassen sich die Aspekte und die sich daraus  
ergebenden Vorteile des erfindungsgemäßen Verfahrens folgen-  
dermaßen darstellen:

20      Die Geschwindigkeitsinformation bzw. die Flussinformation  
werden in das anatomische Bild integriert. Das anatomische  
Bild wird entsprechend der vorliegenden Bewegung (Herzzyklus,  
Atmung, usw.) nachgefahren, das Geschwindigkeitsbild wird mit  
dem anatomischen Bild synchronisiert. Die Anpassung des (der)  
25      ROIs an die anatomische Bewegung und damit dessen (deren)  
Darstellung erfolgt mittels Bildrechner während oder unmit-  
telbar nach dem Scan. Hierdurch kann der Anwender sofort nach  
der Flussmessung die Ergebnisbilder einzeln oder im Film be-  
trachten und gegebenenfalls ergänzende Messungen planen. Die  
30      Farbkodierung des Flusses im ROI erleichtert die Diagnose.  
Ein Laden der Bildserien nach Ende der Untersuchung in eine  
Workstation bzw. in den Anlagenrechner und ein nachfolgendes  
Postprocessing mit Resultaten, die möglicherweise eine Nach-  
folgeuntersuchung notwendig machen, wird vermieden. Das er-  
35      findungsgemäße Verfahren optimiert den Arbeitsablauf (engl.:  
Workflow) einer MRT-Flussmessung und bewirkt dadurch eine we-  
sentliche Zeitersparnis sowohl bei der Messung als auch bei

der Auswertung bzw. Interpretation der Messergebnisse (erleichterte Diagnose). Die Patientenzeit im Scanner wird außerdem minimiert.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur geschwindigkeitsaufgelösten Flussmessung  
während eines Bewegungszyklusses in der Magnetresonanz-  
5 Tomographie,

aufweisend die folgenden Schritte:

- Aufnehmen eines Übersichtsbildes (29) eines ausgewählten  
Bereiches eines zu untersuchenden Lebewesens mittels eines  
MRT-Gerätes,

10 - Darstellen des Übersichtsbildes (29) auf einem Bildschirm  
(21),

- Durchführen einer quasigleichzeitigen Messung einer anato-  
mischen Bildserie des ausgewählten Bereiches sowie einer  
geschwindigkeitsaufgelösten Bildserie eines innerhalb des  
15 ausgewählten Bereiches gekennzeichneten Bereiches während  
des Bewegungszyklus,

- Darstellung beider Bildserien auf dem Bildschirm (21),

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass bei der  
Darstellung der Bildserien jedes geschwindigkeitsaufgelöste  
20 Bild der geschwindigkeitsaufgelösten Bildserie in dem zeit-  
lich korrespondierenden anatomischen Bild der anatomischen  
Bildserie integriert ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1,

25 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass eine Seg-  
mentierung des gekennzeichneten Bereiches über die geschwin-  
digkeitsaufgelöste Bildserie bereits während oder unmittelbar  
nach der Messung automatisch erfolgt

30 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass eine  
Farbkodierung der geschwindigkeitsaufgelösten Bildserie er-  
folgt.



4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Dar-  
stellung des Messergebnisses in Form einer geeignet angeord-  
neten Bildreihe bzw. in Form eines Films auf einer Anwender-  
5 Schnittstelle auf dem Bildschirm (21) unmittelbar nach der  
Messung erfolgt.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der zu  
10 vermessende Gewebe-Bereich (28) manuell gekennzeichnet wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass mehrere  
Gefäßbereiche in dem Übersichtsbild gleichzeitig gekennzeich-  
15 net und damit gleichzeitig geschwindigkeitsaufgelöst vermes-  
sen werden können.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Bewe-  
20 gungszyklus den Zeitraum der Atmung, der Herzbewegung oder  
andere Bewegungsformen umfasst.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass jede  
25 Bildserie ca. 20 Bilder pro Zyklus umfasst.

9. Kernspintomographiegerät das zur Durchführung des Verfah-  
rens gemäß den obigen Ansprüchen 1 bis 8 geeignet ist.

30 10. Computersoftwareprodukt,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass es ein  
Verfahren gemäß den obigen Ansprüchen 1 bis 9 implementiert,  
wenn es auf einer mit einem Kernspintomographiegerät verbun-  
denen Recheneinrichtung läuft.

## Zusammenfassung

## Verfahren zur verbesserten Flussmessung in der Magnetresonanz-Tomographie

5

Erfindungsgemäß wird ein Verfahren beansprucht, zur geschwindigkeitsaufgelösten Flussmessung während eines Bewegungszyklusses in der Magnetresonanz-Tomographie, aufweisend die folgenden Schritte:

- 10 - Aufnehmen eines Übersichtsbildes (29) eines ausgewählten Bereiches eines zu untersuchenden Lebewesens mittels eines MRT-Gerätes,
- Darstellen des Übersichtsbildes (29) auf einem Bildschirm (21),
- 15 - Durchführen einer quasigleichzeitigen Messung einer anatomischen Bildserie des ausgewählten Bereiches sowie einer geschwindigkeitsaufgelösten Bildserie eines innerhalb des ausgewählten Bereiches gekennzeichneten Bereiches während des Bewegungszyklus,
- 20 - Darstellung beider Bildserien auf dem Bildschirm (21),  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass bei der Darstellung der Bildserien jedes geschwindigkeitsaufgelöste Bild der geschwindigkeitsaufgelösten Bildserie in dem zeitlich korrespondierenden anatomischen Bild der anatomischen
- 25 Bildserie integriert ist.

[Figur 2c]

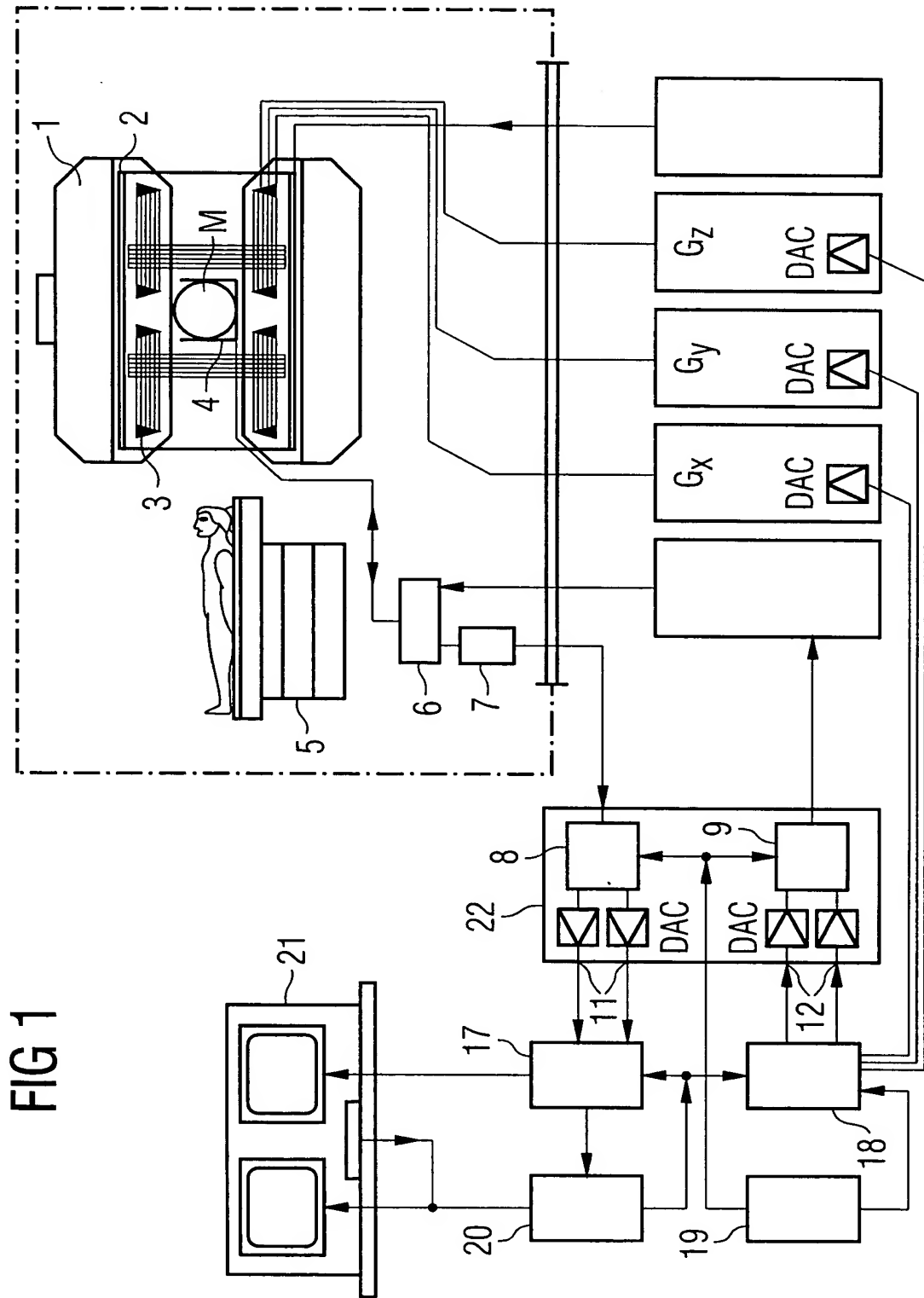


FIG 2A

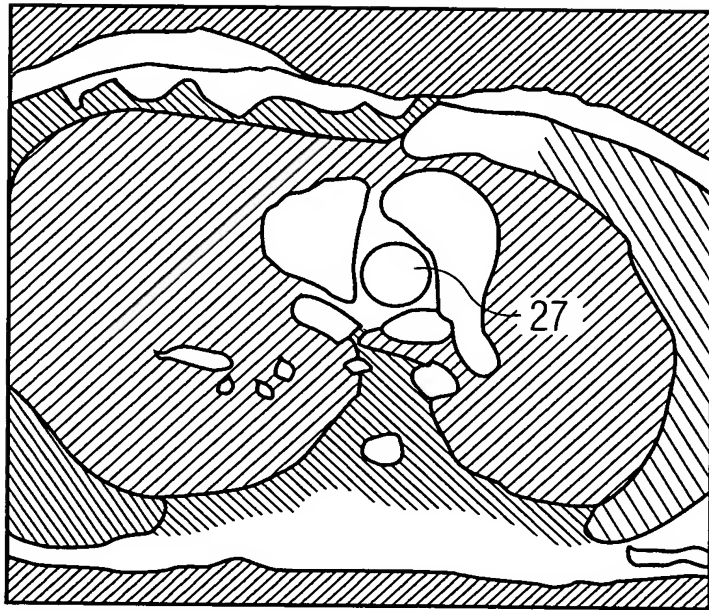


FIG 2B

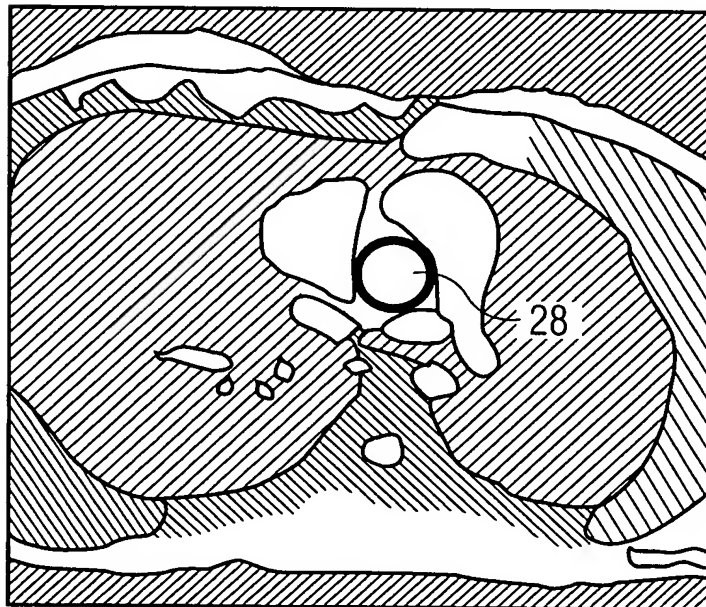


FIG 2C

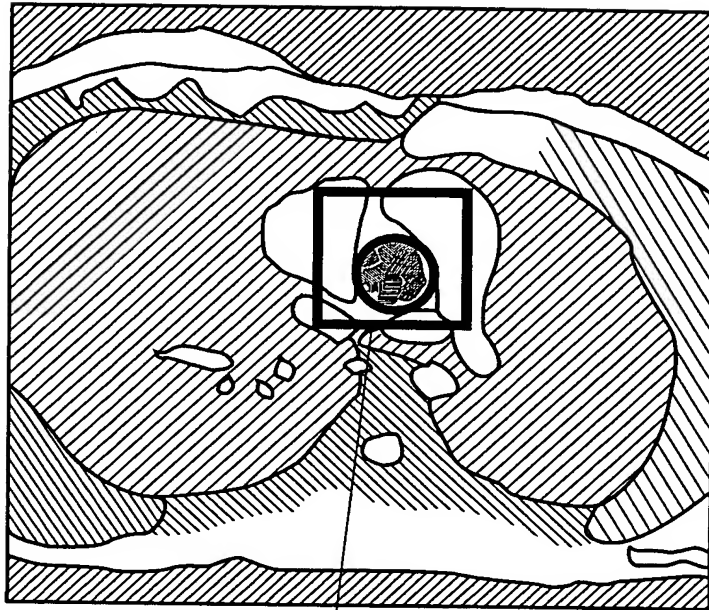


FIG 2D

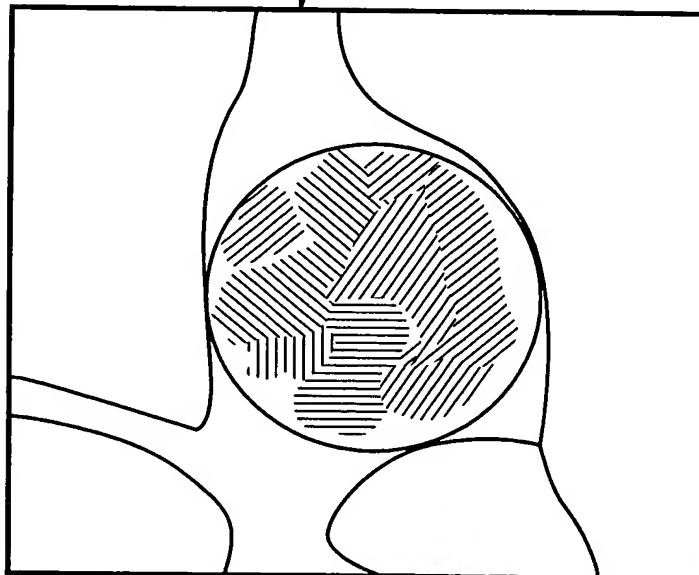


FIG 3B

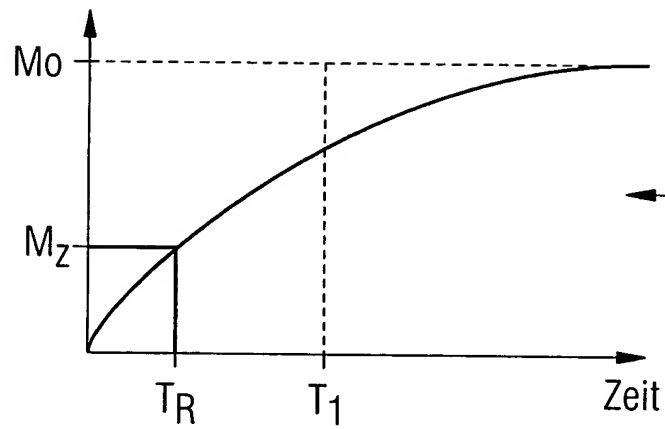


FIG 3C

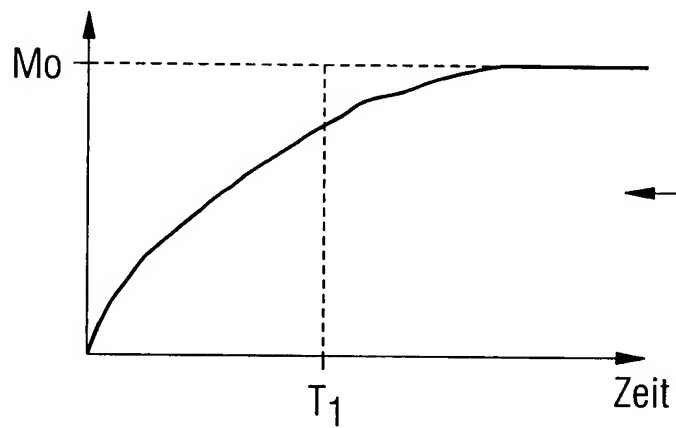
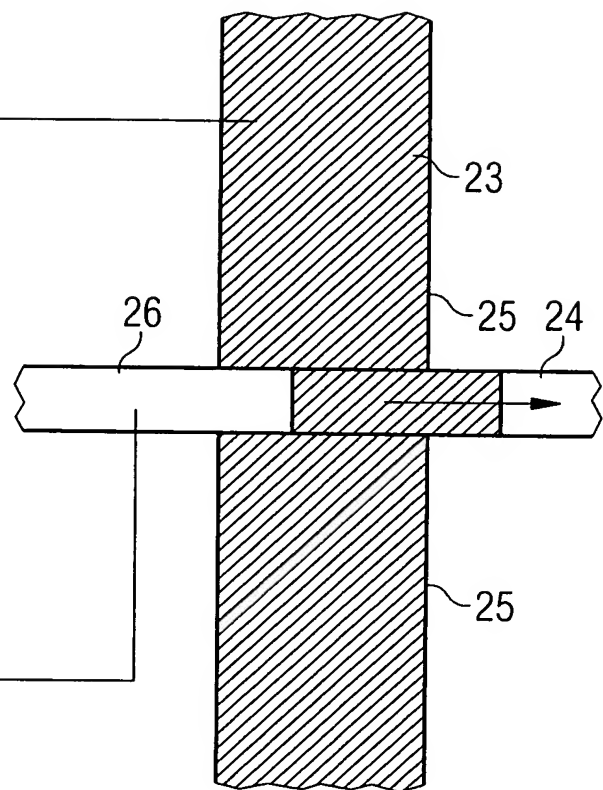


FIG 3A





-  voll bzw. un-relaxierte Spins
-  gesättigte Spins

FIG 4A

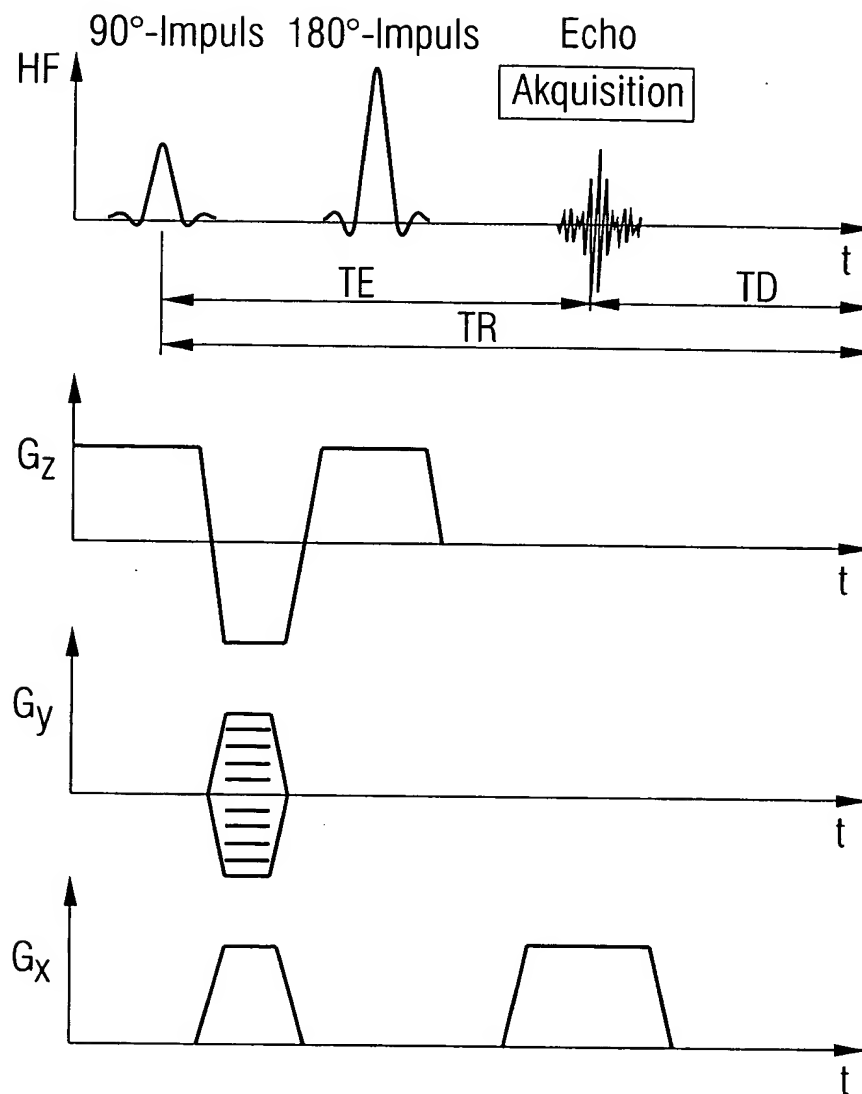


FIG 4B

